

⑩日本国特許庁(JP)

①特許出願公開

@ 公 開 特 許 公 報 (A) 平2-71746

⑤Int. Cl. ⁵

識別記号

庁内整理番号

❷公開 平成2年(1990)3月12日

A 61 L 15/58 A 61 F 13/04

6737-4C 6779-4C A 61 L 15/06

審査請求 未請求 請求項の数 11 (全9頁)

劉発明の名称

整形外科用キヤステイングテープ

Н

②特 願 昭63-224990

②出 願 昭63(1988)9月7日

@発明者 関

根 隆幸

埼玉県川口市芝園町3-2-918

個発明 者

竹川

直 光

東京都板橋区高島平8-33-8 ロイヤルハイツ高島302

勿出 顋 人 株式会社東京衛材研究

東京都墨田区京島1丁目21番10号

所

個代 理 人 弁理士 富 村 潔

明福書

- 発明の名称 整形外科用キャスティングテーナ
- 2. 特許請求の範囲
 - 1) 合成樹脂を含浸又は密布した基布を有し、 この基布はストレッチヤーンから端成した伸 線性を有する整形外科用キャスティングテー ブ。
 - 2) 合成樹脂を含浸又は塗布した基布を有し、この基布は一部がストレッチャーン、残部が 天然繊維から編成した伸縮性を有する整形外 料用キャスティングテープ。
 - 3) 合成樹脂を含浸又は堕布した基布を有し、この基布は一部がストレッチャーン、残部が 人造繊維から編成した伸縮性を有する整形外 料用キャスティングテープ。
 - 4) 合成樹脂を含浸又は堕布した基布を有し、 この基布は一部がストレッチャーン、残部が 天然繊維と人造繊維とから級成した伸縮性を 有する整形外科用キャスティングテープ。

- 5) ストレッチヤーンが有機合成繊維よりなる 請求項1~4の1つに記載の整形外科用キャ スティングテープ。
- 6) ストレッチヤーンが、有機合成繊維の短線 維又は長細維よりなる単条を数条引揃え充分 緊張して各単糸の悪りと逆の方向に強熱を加 えた後そのまま適宜加熱処理を施してその強 整りによって生じた複雑な屈折性を固定せし め、後更に逆の方向に前処理の強熱りと同程 度に拠り戻しを行ったもので形成された論求 項1~4の1つに記載の整形外科用キャスティングテープ。
- 7) 有機合成繊維としてポリエステル、ナイロン、又はアクリル繊維を使用した請求項6記載の整形外科用キャスティングテープ。
- 8) 基布は経路地であり、ストレッチャーンが ウェール方向に据成された請求項1~4の1 つに記載の整形外科用キャスティングテープ。
- 9) 落布は経線地であり、ストレッチャーンが ウェール及びコース方向に編成された請求項

1~4の1つに記載の整形外科用キャスティングテープ。

- 10) 基布中でストレッチャーンの比率が30~ 100%容積、他の機能の比率が70~0% 容積である請求項1~4の1つに記載の整形 外科用キャスティングテープ。
- 11) 基布の長さ方向の伸縮性が荷重250g/iaで20~100%あり、幅方向の伸縮性が荷重250g/iaで10~250%である請求項1~4の1つに記載の整形外科用キャスティングテープ。

3. 発明の詳細な説明

(建業上の利用分野)

本発明は、外科、整形外科分野において骨折、 限白、捻挫、変形等の疾患に利用し、患部を固定 することにより治療するために使用する整形外科 用キャスティングテープに関する。

〔従来の技術〕

患部を固定するため、従来は焼石膏を目の粗い ガーゼに合浸させたギブス包帯を用いてきたが、

態及びその目付量や編方によるキャスティングテ ープが特表昭56-501198号、特閣昭53 -61184号、特公昭63-18511号、特 開昭58-177655号、特表昭58-501 936号、特別昭59-6060号公報に発表さ れているが、特にガラス繊維が貧用されている。 このガラス繊維は強度を保持させる上には有利な ものの、比較的剛性で伸縮性もないため患部への 遺合性(モデリング性)がよくないという問題点 があるため、かかと、耐等のような身体の輪郭の 周りに巻かれる糍包帯にひだ又は折返しを作るこ との欠点を解決したものとして米国特許第668 881号明確客にスコッチキャスト2で使ってい るメリヤス編物の導入によって軽減される旨記載 され、又特開昭62-82957号公報により整 影外科用ギブスが提案されているが、身体の凹凸 に完全にフィットさせるためには不十分である。 近年この問題を積極的に解決しようとした提案と して高モジュラス機能とエラストマー機能とを狙 **み合わせたものが発達されている(袋間照63-** このギブス包帯は操作中に統石膏分が落ち周辺を 汚し、患者にとっては重量が大きく通気性に乏し く、硬化時使用した水分が2~3日飛散せず患部 は長時間濡れた状態が続き、硬化した後水分と接 触すると強度が低下し、さらにX線を吸収、散乱 させるため患部のX線撃断を正確に行い得ないな どの欠点を持っている。

これに代わるものとして、ポリウレタン樹脂を ガラス細雄でテープ状に個んだ基布に塗布したキ ャスティングテープを悪部に集合付け、ポリウレ タン樹脂を水分と反応させて硬化させることが行 われている。この水硬性樹脂を使用した整形外科 用キャスティングテープは、軽量で濃気性があり、 いったん硬化すると強度が落ちることはなく、し かもX線もよく透過し、焼石膏を用いたギブス包 帯に比して種々の利点を持っている。

水硬性樹脂を使用した整形外科用キャスティングテープに使用する基布としては、ガラス繊維、綿、ポリエステル、アクリル、ポリエチレン、ナイロン等の素材からなる不穏布、機布、場布の形

11165号公報)。その高モジュラス繊維とし てはガラス繊維、エラストマー繊維としては天然 ゴムが用いられ、ガラス繊維により強度を保持さ せ、天然ゴムにより長さ方向の伸び率を向上させ ることにより、ガラス繊維単独の基布の持つ問題 点を改善するものである。しかしながら、エラス トマー繊維を使用しているため伸縮性はゴム糸の 太さ、編込み密度により自由に得られるが、エラ ストマー繊維は伸長が大きいほどパックストレッ チ(伸縮物を引延ばしたときその伸張状態で元に 戻ろうとする力)が比例的に高く、しかも患部の 突起部分や患部保護固定のため巻層数が多くなる とパックストレッチが2倍~3倍と変化して行く ため、息部の突起部分(特に洋雑部)や下語館へ 適用した場合全体にフィットさせるためには仲斐 させて巻く必要があり、かつ足関節、眩等には強 度を確保するため多数層巻く必要があり、均一な 密着での巻き操作は不可能である。さらにキャス ティングテープを適用始めてから硬化までには見 掛けで10分、完全硬化には30分前後の時間が

必要であり、この間にバックストレッチにより徐 々に患部を締め付けてしまい、血行障害をひきお こし、ひいては閼伽や壊死を起こす危険すらある。 さらに高モジュラス繊維としてガラス繊維を使用 する以上、前述のように患態への適合性はなお満 足すべきものではなく、またエラストマー繊維と してゴムを使用したものは樹脂のウレタンプレポ リマーを早期硬化させるためキャスティングテー プとしてのシェルフライフが低く、ゴムを使用す る際には溶剤処理、乾燥、酸処理、水洗乾燥等の 処理が必要なため製造工程が複雑となり、スパン デックスを使用した場合にはウレタンプレポリマ ーがポリウレタンフィラメントを膨潤させ弾性が 低下するので、繊維に特殊加工を施す必要が生じ、 またいったん硬化させたキャスティングテープを 切断するとき、エラストマー繊維がギプスカッタ ーで切りにくいという問題点もある。

(発明が解決しようとする課題)

本発明の目的は、上述のような従来のキャスティングテープの持つ欠点、すなわち、愚鄙への通

本を引きそろえて軽く黙をかけた加懲・解拠法に よるストレッチヤーン、ポピンから引き出して縦 に張った糸を2点で押さえ、その中間で撚り、加 熱し、数を固定する仮数法によるストレッチャー ン、円筒の中に原糸を折り畳むようにして押し詰 め、ジグザグ状の折目をつけた状態で熱処理する 押込み法からなるストレッチヤーン、糸を鋭い金 脳の刃型などの上を纏り通す整過法によるストレ ッチャーン、細幅の丸線に綴み、編み込まれた状 腿の姿で糸を熱固定し、編を解く貮型法によるス トレッチヤーン、高圧の空気を噴射してフィラメ ソトの糸条を乱し、ループを作らせ、これを熱菌 定する空気戦射法によるストレッチャーンがある。 その素材としては、ポリエステル糸、ポリアミド 糸が代表的であるが、ポリアクリル糸、ポリエチ レン糸、ポリプロピレン糸、ポリ塩化ビニル糸、 ポリピニルアルコール名、ポリクラール糸等も可 能である。

ストレッチャーンと組み合わせる天然繊維とし ては、縮糸、麻糸、柳糸、学毛などがある。 合性が良好でない、シェルフライフが低い、製造 工程が複雑、切断がしにくいといった欠点を持た ない整形外科用キャスティングテープを得ること にある。

(課題を解決するための手段)

上述の目的は本発明によれば、合成樹脂を合設させた基布を有し、この基布は、全部がストレッチャーンで残部が天然機能、または一部がストレッチャーンで残部が人造機能、または一部がストレッチャーンで残部が天然繊維と人造繊維から温成した伸縮性を有する整形外科用キャスティングテープにより達成される。

本発明におけるストレッチヤーンとは、合成繊維の熱可塑性を利用し、繊維にらせん状かジグザゲ状の形をつけ、非伸縮性の合成樹脂に伸縮性を与えた糸をいう。その種類には、右撚と左黙とのストレッチヤーンをそれぞれ熱処理して数の姿に固定し、燃止めし、これを懲りもどして熱処理し、この処理を施した糸の右数と左数とを1本ずつ2

ストレッチャーンと組み合わせる人造機雄としては、前述のストレッチャーンと同一素材の機雑 およびガラス繊維、金属繊維、炭素繊維、ポロン 繊維などがある。

ストレッチャーンとして、有機合成繊維、例えばポリエステル、ナイロン、又はアクリル繊維などの短繊維または長繊維よりなる単糸を数条引ଳえ充分緊張して各単糸の燃りと逆の方向に強整を加えた後そのまま適宜加熱処理を施してその強整によって生じた複雑な屈折性を固定せしめ、後更に逆の方向に前処理の強懲と同程度に懲り戻しを行って形成したものを使用すると有利である。

基布の構成は経緯地とし、ストレッチヤーンを ウェール方向、又はウェール及びコース方向に纏 成するのが通している。

基布中のストレッチヤーンの機能比率は30~ 100%容積とするのが好ましい。

基布の長さ方向の伸縮性は荷重250g/imで20~500%、幅方向の伸縮性は荷重250g/imで10~250%とするのが好ましい。

基布に合授又は整布する合成樹脂としては、水 との反応により硬化するものが適している。この ような水便性の樹脂としてポリイソシアネートプレ ポリマーがある。このポリイソシアネートプレ ポリマーが流にジフェニルメタンジイソシアネ ートではリアンオキシドポリオールか ら成ることが好ましい。また、ポリインンプイル ら成ることが好ましい。また、ポリインンプイル に対するとしてシリコーン、便化に制御する放 などしてジメチルエタノールアミン、ピスノジアルキルエーテルのいずれか又は配合物を含む合成 樹脂も適している。

(作用)

本発明においては、樹脂を含模又は飲布させる 基布にストレッチヤーンを用いることにより、ス トレッチヤーンの持つ低モジェラス体確性により 長さ方向にも幅方向にもよく伸びて患部の任意の 形状に相応し、かつ低モジュラスのため患部に余 分な圧力を加えることなく、又ストレッチヤーン

ラッセル編機により編成された第2図に示される構造の基布を使用した。経方向の領籍みにはポリエステル150D双糸のストレッチャーンを用い、総方向の挿入糸にはポリエステル150D単糸を用い、密度が9ウエール/in、9コース/inである基布を形成した。重量は205g/m²、伸長率は250g/inにおいて経方向71%、維方向82%であった。

実施例3

ラッセル編機により編成された第3図に示される構造の基布を使用した。経方向の領縄みにはポリエステル150D双条のストレッチャーンを用い、雑方向の挿入条にはポリエステル150D単条を2本引き揃えて用い、密度が7ウエール/in、8コース/inである基布を形成した。重量は1698/m²、伸長率は250g/inにおいて軽方向53%、維方向85%であった。

実施例 4

ラッセル編纂により編成された第4団に示される構造の基本を使用した。経方向の領編みにはポ

は當高性であり、このストレッチヤーンより組成 した基布は比較的嵩高に仕上り、樹脂を多量に含 後又は塗布できかつ強度が得られる厚みの構造体 になり、高モジュラス繊維以外の繊維との組合せ が可能となり、また合成樹脂とストレッチヤーン との反応性はなく貯蔵中に樹脂の反応は進行しな い。

(実施例)

次に本発明を実施例について説明する。

実施例1

ラッセル協機により級成された第1図に示される構造の基布を使用した。経方向の額編みにはポリエステル150D双系のストレッチャーンを用い、維方向の挿入糸には150D単糸のウーリーテトロンと呼ばれるストレッチャーンを用い、密度が10ウエール/in、7コース/inである基布を形成した。重量は203g/m²、伸長率は250g/inにおいて経方向64%、維方向204%であった。

実施例2

リエステル150D双条のストレッチャーンを用い、線方向の挿入条にはポリエステル150D単条2本を引き揃えて用い、密度が9ウエール/in、9コース/inである基布を形成した。重量は186g/m²、伸長率は250g/inにおいて経方向55%、線方向29%であった。

実施例5

ラッセル組織により編成された第2図に示される構造の基布を使用した。経方向の領温みにはポリエステル150D双条のストレッチヤーンを用い、神方向の挿入糸には177Dの総糸を用い、密度が8ウエール/in、10コース/inである基布を形成した。重量は160g/m°、伸長率は250g/inにおいて経方向52%、維方向60%であった。

実施例 6

ラッセル振機により据成された第3回に示される構造の基布を使用した。経方向の額編みにはナイロン180D双条のストレッチヤーンを用い、 雑方向の挿入糸には600Dのガラス条を使用し、 密度が12ウェール/in、14コース/inである基布を形成した。重量は290g/m[®]、伸長率は250g/inにおいて経方向39%、**p**方向55%であった。

実施例7

ラッセル組織により組成された第4図に示される構造の基布を使用した。経方向の領調みにはアクリル250D単条のストレッチヤーンを用い、 独方向の挿入糸には縮とポリエステル混紡糸を用い、密度が10ウエール/in、10コース/inである基布を形成した。重量は170g/m³、伸長率は250g/inにおいて、経方向48%、独方向24%であった。

実施例 8

ラッセル場機により組成された第1図に示される構造の基布を使用した。経方向の領据みにはポリエステル150D双条のストレッチャーンを用い、均方向の挿入糸は177D線糸と180Dポリエステル糸をコース毎に互いに逆方向から挿入し、密度が10ウエール/in、12コース/i

実	絁	691	1	2	3	4	5	6	7	8
巻き	やす	ŧ	0	•	0	0	0	Δ	0	0
四凸	の吸	収	0	0	0	0	0	Δ	0	0
キャのさ	スト	表か	0	9	0	0	0	Δ	0	0
通	気	性	0	0	0	0	0	0	0	0

次に各実施例の基布の経方向についての伸長率を第5回に示す。その縦軸には伸長率(%)、機軸には引張強度(kg)をとってある。試料としては幅50m、長さ200mの基布を使用し、引張速度は1、00m/min とした。実線で示す各特性曲線に付した番号は上述の実施例の番号であり、比較参考例として破線でガラス基布の特性曲線を示す。図から分かるように、いずれの実施例も移っている。

第6 図は基布の緯方向の伸長率で、縦軸は伸長 率 (%)、横軸は引張強度 (kg)を示す。試料と しては幅 5 0 mm、長さ 5 0 mmの基布を使用し、引 n である基布を形成した。重量は 1 8 0 g / m²、 伸長率は 2 5 0 g / i n において経方向 5 6 %、 粒方向 9 5 %であった。

上述の8つの実施例の物性を表にまとめると次のとおりである。

実 緒 例			1	2	3	4	5	6	7	8	
哥	ウコ	c — ,	v∕in	10	9	7	9	8	12	10	10
度	-	- ス/	in	7	9	8	9	10	14	10	12
重量(g/m³)			203	205	169	186	160	290	170	180	
伸長率%	経	方	向	58	67	50	52	50	35	45	53
	绉	方	向	178	76	79	24	55	50	20	87

次にこれらの実施例の評価を表にまとめると 次のとおりである。ここで

Δ: 従来のものと同じ

〇:従来よりよい

〇:往来より非常によい

を意味する。

發速度は50 mm/min とした。実線で示す各時性 曲線に付した番号は上述の実施例の番号であり、 比較参考例として破線でガラス基布の特性曲線を 示す。図から分かるように、実施例4、7を除い な総方向の伸長率は従来のガラス基布より大きいい。 なお実施例4、7については従来のガラス基布より り小さいが、整形外科用キャスティングテープと して重要な性質は経方向の伸長率であり、実施例 4、7の経方向の伸長率は第5回から明らかよ うにガラス基布より優れている。

第7回は特に神線性について本発明によるキャスティングテープが従来のものより低パックストレッチ性に優れていることを示す特性線図で、経動に引張応力、機動に伸びを示す。試料としては幅50m、長さ200mの基布を使用し、100m/aiaの速度で一定伸長まで引き延ばし、次いで同じ速度で元の位置まで戻したときの伸びと応力とを測定した。曲線1~4は実施例1~4に対する特性曲線、曲線9はガラス基布に対する特性

曲線である。曲線10、11はスパンデックスを 使用した基布に対する特性曲線で、両基布はそれ ぞれ次のように編成したものを使用した。

曲線10の基布

ラッセル協機により構成された基布で、経方向の領調みには500Dポリエステル系と140Dスパンデックス条を用い、維方向の挿入系には500Dポリエステル条を使用し、密度が13ウェール/1n、30コース/1nである基布を形成した。重量は252g/㎡、伸張率は250g/inにおいて経方向35%、維方向66%であった。

曲線11の基布

ラッセル編機により組成された基布で、経方向の領編みには500Dポリエステル糸と140Dスパンデックス糸を用い、維方向の挿入糸には500Dポリエステル糸を用い、密度が13ウェール/in、28コース/inである基布を形成した。重量は248g/㎡、伸長率は250g/inにおいて経方向46%、維方向68%であった。

発明の実施例のものは、ガラス基布、スパンデックスを使用した基布に比べ、定伸長時の荷重、定 荷重時の伸長ともに優れていることが分かる。

(栗岐の脚栗)

本発明は、従来のエラストマー糊雑と高モジュラス繊維とを組み合わせたものに代えて、ストレッチヤーン単独又はストレッチヤーンと天然繊維、 人造繊維を組み合わせるもであるが、次のような 効果が得られるものである。

(1) ストレッチャーンはエラストマー繊維より低モジュラスで、特に引き延ばした状態で元に戻ろうとする力が小さいため(低バックストレーチ)、キャスティングの際、伸張度を気にした状態である。なり、特別なキャスティング技術を要求せず誰でも安心して使用することができる。さらにこのことは、手首、耐、陸の世界をある場合、凸部と回部に圧迫力の差を対っている。又この低モジュラス性はキャスティングある。又この低モジュラストマースをは、サースを

曲線!~4を曲線9~11と比較すると、本発 明の実施例のものはいずれも低荷重時の伸長が大 きく、これは整形外科用キャスティングテープと して使用する場合にはあまり大きな力で引張らず に恋いてもフィット性がよいことを意味している。 また曲線1~4とその近傍に位置する曲線10、 11とを比較した場合、曲線10、11は南重に 対して伸びは直線的な変化を示すのに対し、曲線 1~4は低荷重時での伸びが大きい曲線的変化を するので周伸長での引張り応力が少ないという株 長を持っている。また定荷重時の状態から伸長が 被少したときに解除されるパックストレッチも曲 線1~4は曲線9~11より大きく、すなわち曲 粮1~4は伸長時からほんの僅か縮むことにより パックストレッチは極端に小さくなるのに対し、 曲線9~11は相当縮まない限りパックストレッ チは小さくならない。これを整形外科用キャステ ィングテープとして見た場合には、持続的に大き な引張応力がかかることがないので締め付けが少 ないことを意味するものである。以上のように本

(2) 次に強度特性について、エラストマー繊維は高密度機能であるのに対しストレッチャーンは機能自体が螺旋状かジグザグ状であって比較的 當高な糸であり、ストレッチャーンから編成合 なんた 基布も當高に仕上がり、樹脂を多量に合な 有させることができ、さらに基布の層も厚くな りができない できくなるという 神便化したキャストは強度が大きくなるという 神点を有し、この結果特別高モジュラス機能を

特開平2-71746(**7**)

用しなくとも、ストレッチヤーンのみ又はスト レッチヤーンと天然繊維や高モジェラス繊維を 除く人造繊維等の組合わせによる落布と樹脂と で亜部を保持できる強度の簡形外科用キャステ ィングテープを得ることができる。このように 高モジュラス繊維の含有量を零又は極めて小さ くすることができるため、仕上がったキャスト は若干の弾性を有し、特にキャストの両端は比 蛟的弾力性を有し、皮膚刺激を与えず、又キャ スト駄去の際通常のキャスティングカッターで 容易にカットできる。さらに容易にカットでき るためカット時の発熱が少なく、火傷を起こす こともなくなる。又カット層もガラス繊維等の 混入が少ないためカット層による皮膚刺激もな い。またX線透過性を良好にでき、不用となっ たキャストは焼却も可能である。さらに再モジ ュラス組織の使用量を零とするか軽減できるた め基布は柔軟であり、基布にくせが起こらず、 加工工程が非常に容易であり、またキャストの 未識が劉耀を起こしにくくなるため使用する椒 脂の粘着性が小さくとも倒がれを起こさずきれ いな仕上がりが得られる。

(3) ストレッチャーンはポリウレタン樹脂のイソシアネート基と反応を起こす薬剤処理や活性基を特たないため、基布の加工段階においてあらためて酸、アルカリ、水等の処理をせず直接樹脂を含役、筆布することが可能であり、かつ保存中にも反応を起こさず、長期保存が可能となる。

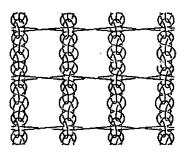
4. 図面の簡単な説明

第1図〜第4図は本発明の基布の組成の異なる例の構造図、第5図は本発明による基布の経方向の伸長特性線図、第6図は本発明による基布の経方向の伸長特性線図、第7図は本発明による基布と従来のものとの引張応力特性線図である。

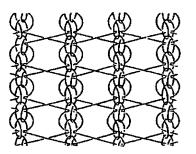
11181 代版人 养理士 當村 遵



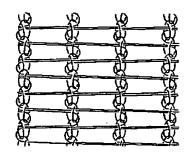
第1回



字3図



第2図



筝4図

